

# 支持面水平揺動時の床反力応答に基づく身体パラメータの推定

## Physical parameter estimation from ground reaction force responses to horizontal support surface sway

知能機械工学コース

動的デザイン研究室 柳生 稜介

### 1. 緒言

医療における診断やリハビリテーションを対象に、ヒトの運動の評価および運動メカニズムの解明が行われている。ヒトの運動を議論する際は、複数の剛体セグメントから構成される機構モデルとして表現し、力学的観点に基づき解析することが有効である。機構モデルを定義するためには、個人の質量、重心高さ、重心まわりの慣性モーメントといった慣性特性を表す身体パラメータを事前に調べておく必要がある。

一般に用いられている身体パラメータの推定法として、屍体標本を用いた直接法<sup>(1)</sup>やカメラ撮影を用いた体積推定法<sup>(2)</sup>が挙げられる。しかし屍体標本を用いた直接法は、標本数が限られているため一般集団での適応には汎用性の面で課題がある。また、体積推定法はヒトの密度分布を一定と仮定して体積分布から質量中心を算出している点に加え、計測に手間がかかるという課題がある。このように、既存の方法はいずれも実用的な推定方法とは言い難い。

質量分布を考慮した身体パラメータを推定する手段として、人に何らかの運動をさせて、そのダイナミクスに基づいてパラメータを推定する方法が考えられる。このとき同定されたパラメータのばらつきを防ぐためには、応答の再現性を得ることが難しい時間領域よりも、再現性が得られやすい周波数領域の議論が望ましい。また、ヒトの複雑な運動を単純なモデルとして表現するためには、励起される運動も単純であることが望ましい。過去の研究<sup>(3)</sup>では、立位時の支持面を0.7 Hz以下の周波数で揺動すると、身体が一直線上になる単一倒立振り子で表されることが示されている。

本研究の目的は、立位時の支持面のランダム揺動に対する人の定常応答解析から、被験者の重心高さや重心まわりの慣性モーメントを推定することである。計測は支持面の加速度センサと揺動台車に左右独立に埋め込まれた足裏のフォースセンサのみとする。応答の特徴から人体を単一倒立振り子モデルと仮定する。また、同定された身体パラメータの妥当性は、理論値との比較より評価する。

### 2. 身体パラメータの推定法

重心高さや慣性モーメントを図1に示す1リンクモデルの運動方程式から推定する。矢状面水平前方をx軸、鉛直上向きをz軸とする。このモデルは、足部とそれ以外(身体部)で構成され、足部は支持面に拘束され、身体部は足首まわりに回転する。身体部の回転角度を微小として近似線形化したうえで、並進と回転の運動方程式は次のようになる。

$$m_b \ddot{x}_b(t) = -M\ddot{X}_s(t) - R_x(t) \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \left( \frac{J_b}{l_b} + m_b l_b \right) \ddot{x}_b(t) - m_b g x_b(t) \\ = \{ m_f (L_f - l_f) - m_b l_b \} \ddot{X}_s(t) - N_y(t) + L_f R_x(t) \end{aligned} \quad (2)$$

ここに、 $x_b(t)$ は質量中心変位(支持面を原点とする移動座標系)、 $X_s(t)$ は支持面変位(静止座標系)、 $R_x(t)$ はx軸に関する

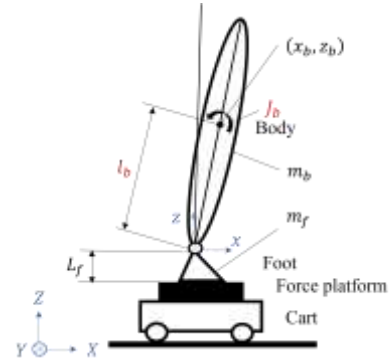


Fig. 1 Single inverted pendulum model

水平床反力である。 $N_y(t)$ はy軸足裏まわりのモーメントである。 $M$ は被験者の体重、 $m_b$ は身体部の質量、 $m_f$ は足部の質量、 $J_b$ は身体部の重心まわりの慣性モーメント、 $H$ は全身の長さ、 $l_b$ は足関節から身体部重心までの長さ、 $L_f$ は床面から足関節までの長さ、 $l_f$ は床面から足部重心までの長さ、 $g$ は重力加速度を表す。 $R_x(t)$ および $N_y(t)$ はフォースセンサによって得られる計測値であり、支持面加速度 $\ddot{X}_s(t)$ は揺動台車の加速度センサから得られる計測値である。

このモデルの支持面を任意の角振動数 $\omega_k$  rad/sの周波数で揺動するとき、定常応答とみなして式(1)と式(2)を周波数領域に変換すると次式が得られる。 $k$ は周波数番号を示す。

$$m_b \tilde{a}_b(\omega) = -M\tilde{A}_x(\omega) - \tilde{R}_x(\omega) \quad (3)$$

$$\begin{aligned} \left( \frac{J_b}{l_b} + m_b l_b + \frac{m_b g}{\omega^2} \right) \tilde{a}_b(\omega) \\ = \{ m_f (L_f - l_f) - m_b l_b \} \tilde{A}_x(\omega) - \tilde{N}_y(\omega) + L_f \tilde{R}_x(\omega) \end{aligned} \quad (4)$$

ここに、 $\tilde{A}_x(\omega)$ 、 $\tilde{a}_b(\omega)$ 、 $\tilde{R}_x(\omega)$ 、 $\tilde{N}_y(\omega)$ はそれぞれ支持面加速度、重心加速度、水平床反力、足裏まわりのモーメントを角振動数 $\omega_k$ の周波数領域に変換したときの複素係数を表す。式(3)と式(4)より $\tilde{a}_b(\omega)$ を消去すると、次式が得られる。

$$\begin{aligned} - \left( \frac{MJ_b}{m_b l_b} + m_f (l_b + L_f - l_f) + \frac{Mg}{\omega^2} \right) \tilde{A}_x(\omega) \\ = \left( \frac{J_b}{m_b l_b} + l_b + L_f + \frac{g}{\omega^2} \right) \tilde{R}_x(\omega) - \tilde{N}_y(\omega) \end{aligned} \quad (5)$$

式(5)において、複数の角振動数を含めた実験を行い、計測された $\tilde{A}_x(\omega)$ 、 $\tilde{R}_x(\omega)$ 、 $\tilde{N}_y(\omega)$ を代入した振動数別の複素数式を連立させることで、身体パラメータを導出する。ただし、本研究では表1に示す過去の文献<sup>(4)</sup>から、 $m_b = 0.978M$ 、 $m_f = 0.022M$ 、 $L_f = 0.038H$ 、 $l_f = 0.015H$ とおき、 $J_b$ と $l_b$ のみ

Table 1 Physical parameters in single inverted model

Segment	Symbol	Function
Body	$m_b$	0.978M
	$m_f$	0.022M
Foot	$L_f$	0.038H
	$l_f$	0.015H

を未知パラメータとした。

### 3 検証実験

#### 3.1 揺動条件の設定

台車に加える外部摂動およびパラメータ推定に用いる周波数帯域および数について説明する。周波数の上限については、0.7 Hz を超えると人は股関節を用いてバランスを維持するようになり単一倒立振子モデルの仮定が成り立たなくなるため、上限を 0.7 Hz とした。また、0.3 Hz を下回る周波数では定常的な応答が得られにくいため、下限は 0.4 Hz とした。パラメータ推定に用いる周波数の数について、単一周波数に基づくパラメータ推定ではその周波数成分に含まれる計測ノイズの影響を強く受け、推定精度が低下する可能性がある。そこで、パラメータ推定に用いる周波数は 0.4~0.7 Hz の範囲を 0.05 Hz 刻みで分割した 7 つの周波数とする。

揺動周波数について、低周波成分 (0.1 Hz 以下) を揺動周波数に含めると人は姿勢を維持するために足関節トルクを發揮し、重心の制御を行う。このような重心制御が支配的な条件下では慣性力を用いたバランスの維持が難しくなり、水平床反力  $R_x(t)$  の振幅も發揮されると考える。したがって、本研究では揺動周波数として前述の 7 周波数に加えて、0.1, 0.2, 0.3 Hz の 3 周波数を含めた計 10 個の周波数を揺動に用いた。外部摂動は、これらの周波数成分から構成される加速度振幅一定のマルチコサイン波とし、次式で与えた。

$$\ddot{X}_s = A \sum_{k=1}^{10} \cos(\omega_k t + \phi_k) \quad (6)$$

ここに、 $A$  は加速度振幅であり、時系列における最大加速度を  $0.15 \text{ m/s}^2$  となるよう設定した。

#### 3.2 実験の概要

実験では前後に揺動が可能な四輪の揺動台車を使用し、矢状面方向に外部摂動を与えた。被験者の応答は左右独立に内蔵された足裏のフォースセンサ (SFS100F102M500G6, レプトリノ) よりサンプリング周波数 100 Hz で計測した。

本実験には健康な男性被験者 3 名が参加した。被験者は揺動台車の上に素足で立ち、視線を前方にして両腕を自然に下した状態になるよう指示した。揺動は被験者の慣れを防ぐために 6 種類のパターンを用意し、1 回あたり 70 秒の実験を各被験者につき 6 回行った。

#### 3.3 計測データの処理とパラメータ妥当性の検証

本実験より、支持面加速度  $\ddot{X}_s(t)$ 、水平床反力  $R_x(t)$ 、足裏まわりのモーメント  $N_y(t)$  が計測される。このうち  $R_x(t)$  については、支持面が動くことによって生じるフォースセンサの上蓋の慣性力を除去するために、以下の処理を行い、補正後の床反力  $\bar{R}_x(t)$  をパラメータ推定に用いた。 $m_0$  は上蓋の質量であり、 $m_0 = 3.62 \text{ kg}$  である。

$$\bar{R}_x(t) = R_x(t) + m_0 \ddot{X}_s(t) \quad (7)$$

推定された慣性モーメントと重心高さの妥当性については、文献値<sup>(4)</sup>に基づく身体パラメータの理論値との比較により大まかな推定精度を評価した。詳細な評価については、各試行の推定結果の標準偏差を用い、重心高さでは  $\pm 10 \text{ mm}$  以

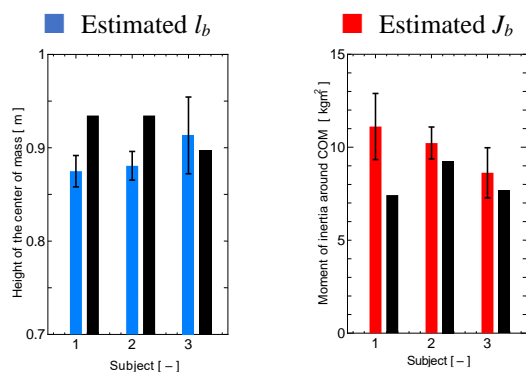


Fig. 2 Identified parameters of all subjects. The estimated value represents the mean and standard deviation of six tests. The values in bracket theoretical values obtained from the literature.

下、慣性モーメントでは  $\pm 0.150 \text{ kgm}^2$  以下を良好な推定精度の基準とした。

### 4 検証結果

被験者 4 名の身体パラメータ推定結果を表 2 に示す。大まかな推定精度の評価として、文献によれば身体部重心高さは足関節を基準に 55 % とされているのに対し、本手法の推定結果は 51~56 % であった。一方、慣性モーメントは文献値と比較して全体的に大きく推定される傾向が見られた。次に、推定結果の標準偏差を用いて詳細な評価を行った。被験者 4 名の標準偏差は、 $l_b$  が 15.3~41.1 mm、 $J_b$  が 0.864~1.78 kgm<sup>2</sup> であった。以上より、大まかな精度評価では、重心高さについてはおおよそ妥当な推定が行えていることが分かる。一方詳細な精度評価では  $l_b$ 、 $J_b$  いずれについても再現性の高い推定結果は得られなかったため、推定手法の改善は必要である。

### 5 結言

本研究では、被験者を単一倒立振子モデルとして表現し、支持面の水平揺動時に計測した床反力に基づいて身体パラメータを推定した。人体の機構モデルの運動方程式と足裏のフォースセンサから得られる計測値を用いることで、個人の体格差を考慮したパラメータ推定が可能になることが示唆された。一方で、推定結果の再現性は十分とは言えず、推定精度には課題があるため、引き続き精度向上に向けた取り組みが必要である。

### 文献

- (1) Erdmann, S., Kowalczyk, R., "A personalized method for estimating centre of mass location of the whole body based on differentiation of tissues of a multi-divided trunk" Journal of Biomechanics, Vol.48, pp. 65-72, 2015,
- (2) Ma, Y., Lee, K., Li, L., and Kwon, Junghoon., "Nonlinear regression equations for segmental mass-inertial characteristics of Korean adults estimated using three-dimensional range scan data" Applied Ergonomics, Vol.42, pp. 297-308, 2011.
- (3) 園部元康, 井上喜雄, "一定周波数で揺動する台車上における立位バランス応答", 日本機械学会論文集, Vol. 87, No. 898, 2021.
- (4) 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, バイオメカニズム, Vol.11, pp.23-33, 1992.